

⑫ 公開特許公報(A) 平3-267054

⑤ Int.Cl.⁵

A 61 B 19/00

識別記号

C

庁内整理番号

7729-4C

④ 公開 平成3年(1991)11月27日

審査請求 未請求 請求項の数 7 (全 11 頁)

⑥ 発明の名称 定位的脳手術支援装置

② 特 願 平2-67928

② 出 願 平2(1990)3月16日

特許法第30条第1項適用 平成元年9月25日開催の「第28回日本定位脳手術研究会」において文書をもって発表

⑦ 発 明 者	加 藤	天 美	大阪府茨木市上野町9-20
⑦ 発 明 者	吉 峰	俊 樹	兵庫県芦屋市竹園町3-7
⑦ 発 明 者	早 川	徹	兵庫県神戸市東灘区御影山手1丁目2番地
⑦ 出 願 人	加 藤	天 美	大阪府茨木市上野町9-20
⑦ 出 願 人	吉 峰	俊 樹	兵庫県芦屋市竹園町3-7
⑦ 出 願 人	早 川	徹	兵庫県神戸市東灘区御影山手1丁目2番地
⑦ 代 理 人	弁理士 柳 野	隆 生	

明 細 書

1. 発明の名称

定位的脳手術支援装置

2. 特許請求の範囲

1) 頭皮に複数のマーカーを貼付した頭部の複数枚の断層画像を入力する画像読取手段と、

前記画像読取手段の画像データを格納する記憶手段と、

手術台に固定した患者の頭部に対して定位置に固定し、相互に識別可能な複数の無線周波電磁場を放射する磁場ソースと、

脳手術用のプローブの適所に固定し、前記磁場ソースから放射された複数の電磁場を分離検知する磁場センサーと、

前記磁場ソースに電磁場を発生させるソース信号を供給するとともに、前記磁場センサーで受信した信号を解析して、磁場ソースを基準とした磁場センサーの位置座標及び方向を算出する3次元デジタイザーと、

複数の断層画像を同時に表示する表示手段と、

前記記憶手段の画像データを処理して複数の断層画像を前記表示手段に再現するとともに、断層画像上の前記マーカーの位置と前記プローブ先端の位置座標より該プローブ先端の位置と方向を断層画像上に対応づける関係を演算し、手術中のプローブ先端の位置と方向を断層画像上に表示する信号を発生する演算手段と、

前記演算手段に初期データ及び制御信号を入力する入力手段と、

よりなる定位的脳手術支援装置。

2) 前記プローブの先端位置が表示手段に表示された複数枚の断層画像の何れにも対応しない場合に、対応する断層画像及びそれに連続する他の断層画像を表示手段に表示させるスクロール信号を前記演算手段より発生してなる特許請求の範囲第1項記載の定位的脳手術支援装置。

3) 前記表示手段の同一画面に連続する6枚の断層画像を同時に表示してなる特許請求の範囲第1項又は第2項記載の定位的脳手術支援装置。

4) 前記磁場センサーをプローブに着脱自在として

なる特許請求の範囲第1項記載の定位的脳手術支援装置。

5) 前記プローブとして、非磁性体且つ非導電体からなる素材で形成してなる特許請求の範囲第1項又は第4項記載の定位的脳手術支援装置。

6) 前記演算手段、記憶手段、表示手段及び入力手段を一体ユニット化して携帯可能としてなる特許請求の範囲第1項記載の定位的脳手術支援装置。

7) 前記3次元デジタイザー及び磁場ソースを手術台に内装してなる特許請求の範囲第1項記載の定位的脳手術支援装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、頭部の断層画像上に脳手術中の手術用プローブの先端の位置と方向をリアルタイムで重畳表示し、病変部とプローブ先端の位置関係等を確認しながら手術を行い得る定位的脳手術支援装置に関する。

(従来の技術)

近年、頭部のX線によるコンピュータ断層撮影

3

応させて、プローブの先端を病変部に導く装置も存在するが、アームのため術野の選択や手術操作に制限が加えられ、一般の開頭手術への応用には問題があった。

更に、プローブの頭内への進入により病変部以外の重要な脳構造物や脳室が破壊されることを防止しなければならないが、従来の装置においてはこのような配慮が欠け、医師の経験と勘に頼らざるを得なかった。

(発明が解決しようとする課題)

本発明が前述の状況に鑑み、解決しようとするところは、従来の手術手技に何ら制限を加えることなく且つ頭部に苦痛を伴うフレームを固定することなく、脳手術用のプローブ先端の位置と方向を頭部の断層画像上にリアルタイムで重畳表示して、手術中に開頭予定範囲と病変部の位置関係、硬膜外から病変部、各脳回、脳室の位置並びに方向確認、脳表より病変部へプローブの挿入、病変部切除範囲のモニターを行うことができる定位的脳手術支援装置を提供する点にある。

5

(CT)や核磁気共鳴映像(MRI)をはじめとする画像診断情報が直接脳神経外科手術に利用されつつある。先ず、従来のフレーム式定位脳手術装置をもとに、CTあるいはMRI誘導定位脳手術が実用化され、血腫吸引、腫瘍生検に広く用いられている。

従来のフレーム式CT誘導定位脳手術は、頭部の周囲にフレームを固定するとともに、基準となるマーカーを設けたゲージ板を該フレームに固定した状態で複数の断層画像を撮影し、該画像上に表出されたマーカーを基準として、定規とコンパスによる幾何学的作図にて病変部及び穿刺針の進入点の座標決定を行い、それに基づき前記フレームに手術用のアーチアダプターを取付けて手術を行っていたが、フレームを頭部に固定することは患者に大変な苦痛を与えるとともに、術野が制限される問題を有していた。

また、前述の如く病変部の位置座標を決定した後、脳手術用のプローブを固定した多関節のアームの各関節での回転角度を病変部の位置座標に対

4

(課題を解決するための手段)

本発明は、前述の課題解決の為に、頭皮に複数のマーカーを貼付した頭部の複数枚の断層画像を入力する画像読取手段と、前記画像読取手段の画像データを格納する記憶手段と、手術台に固定した患者の頭部に対して定位置に固定し、相互に識別可能な複数の無線周波電磁場を放射する磁場ソースと、脳手術用のプローブの適所に固定し、前記磁場ソースから放射された複数の電磁場を分離検知する磁場センサーと、前記磁場ソースに電磁場を発生させるソース信号を供給するとともに、前記磁場センサーで受信した信号を解析して、磁場ソースを基準とした磁場センサーの位置座標及び方向を算出する3次元デジタイザーと、複数の断層画像を同時に表示する表示手段と、前記記憶手段の画像データを処理して複数の断層画像を前記表示手段に再現するとともに、断層画像上の前記マーカーの位置と前記プローブ先端の位置座標より該プローブ先端の位置と方向を断層画像上に対応づける関係を演算し、手術中のプローブ先端

6

の位置と方向を断層画像上に表示する信号を発生する演算手段と、前記演算手段に初期データ及び制御信号を入力する入力手段とよりなる定位的脳手術支援装置を構成した。

また、プローブの先端位置が表示手段に表示された複数枚の断層画像の何れにも対応しない場合に、対応する断層画像及びそれに連続する他の断層画像を表示手段に表示させるスクロール信号を前記演算手段より発生するようになった。

また、表示手段の同一画面に連続する6枚の断層画像を同時に表示して、プローブの先端位置に対応する脳構造物を立体的に確認できるようにした。

そして、前記磁場センサーをプローブに着脱自在とした。

また、プローブを非磁性体且つ非導電体からなる素材で形成した。

更に、演算手段、記憶手段、表示手段及び入力手段を一体ユニット化して携帯可能とし、また3次元デジタイザー及び磁場ソースを手術台に内装

した。

(作用)

以上の如き内容からなる本発明の定位的脳手術支援装置は以下の作用を有する。

まず、患者の頭皮に複数のマーカーを貼付した状態で、頭部の複数枚の断層画像(CT画像)をCTスキャナ(X線CTスキャナ、NMR(核磁気共鳴)-CTスキャナ及びポジトロンCTスキャナを含む)で撮影して用意する。そして、複数枚のCT画像を画像読取手段にて読み取って画像データとして記憶手段に入力して格納する。この画像データは、演算手段により処理されて複数のCT画像を同時に表示手段に再現される。

次に、手術台に固定した患者の頭部に対して位置になるように固定した磁場ソースに、3次元デジタイザーよりソース信号が供給されて、該磁場ソースから相互に識別可能な複数の無線周波電磁場が放射される。この放射された電磁場は、脳手術用のプローブの適所に固定された磁場センサーにより分離検知される。そして、磁場センサー

7

により受信された信号を3次元デジタイザーにて解析し、前記磁場ソースを基準としたMS座標系における当該磁場センサーの位置座標とその方向を算出するのである。また、プローブの先端は磁場センサーに対して定点であるので、その位置関係の初期データを入力手段により演算手段に予め入力しておけば、3次元デジタイザーにて解析された結果に基づき、MS座標系における任意状態のプローブ先端の位置座標と方向が算出されるのである。

そして、表示手段に再現された複数のCT画像のなかで、特定のCT画像上にマウス等の入力手段にてカーソルを移動し、CT画像を基準としたCT座標系における原点、及び座標軸を設定する。この場合、CT画像面をxy平面とし、スライス方向をz軸として便宜上設定するのである。こうして、MS座標系とCT座標系が設定される。それから、CT座標系におけるマーカーの位置座標 $M_n(x_n, y_n, z_n)$ をCT画像上から読み取って入力手段にて演算手段に入力するとともに、プローブ

8

の先端を頭皮のマーカーに当ててMS座標系におけるマーカーの位置座標 $M_n(x_n, y_n, z_n)$ を3次元デジタイザーにて検出して演算手段に入力し、マーカーの位置座標 M_n を介して、両座標系の対応関係を演算するのである。それにより、プローブ先端が任意状態にある場合にも、その実空間上(MS座標系)での位置をCT画像上に対応させることができるのである。また、同時にプローブの先端の方向をCT座標系におけるxy平面へ投影した場合の方向との関係を演算するのである。

こうして、プローブ先端の位置と方向が、CT画像上に対応づけられ、この位置と方向を表示手段に再現された断層画像上に重畳表示され、手術中のプローブ先端の位置と方向をCT画像上で確認できるのである。

また、表示手段には同時に複数のCT画像を表示するが、プローブ先端の位置、特にCT座標系におけるz座標が表示された範囲外になる場合に自動的に対応するCT画像が表示されるように、

9

10

プローブ先端の位置に応じて演算手段からスクロール信号を発生するようになっている。

更に、磁場ソースから放射された電磁場を磁場センサーにて受信して、プローブの先端の位置座標と方向を検出するものであるから、磁場ソースから放射された電磁場を乱さないように、プローブを非磁性体且つ非導電体で形成している。

そして、一般的にCT画像を撮影する場所と手術室は離れているため、演算手段、記憶手段、表示手段及び入力手段を一体ユニット化して携帯可能とするとともに、3次元デジタイザー及び磁場ソースは手術台に内装して、使用の便宜を図っているのである。

〔実施例〕

次に添付図面に示した実施例に基づき更に本発明の詳細を説明する。

第1図はCTスキャナ1にてテーブル2に横たわった患者の頭部3の断層画像(CT画像G_i)を撮影する状態を示したもので、テーブル2の移動方向をz軸に設定し、z軸と直交する面(CT

1 1

はフローチャートを示し、両図を参照しながら本発明を説明する。先ず、前述の如く得られた複数のCT画像G_iを用意し、該CT画像G_iを固体撮像素子(CCD)カメラ等の画像読取手段4により1枚ずつ撮影し、その画像データをマイクロプロセッサ等の演算手段5に接続された記憶手段6に読み込んで記憶させる。尚、前記画像読取手段4はCCDカメラに限ることはなく、イメージスキャナで読み取ることも、またCTスキャナ1の画像データをフロッピーディスクに記憶させ、該フロッピーディスクから前記記憶手段6に読み込むことも可能である。また、実際的には、前記演算手段5と記憶手段6はラップトップ型のパーソナルコンピュータで置き換えることができ、記憶手段6は内蔵の固定ディスクやフロッピーディスクとするのである。そして、前記画像読取手段4により記憶手段6に読み込む際にモニター手段7で適宜確認することも可能である。

前記各画像読取手段4によれば、CTスキャナ1の仕様が異なっても読み取れて便利であるが、

1 3

画像面)をxy平面に設定している。尚、前記CTスキャナ1は、X線CTスキャナ、NMR-CTスキャナ及びポジトロンCTスキャナ等を含むものとする。ここで、CT画像を撮影するのに先立ち、前記頭部3には第4図に示す如く複数のマーカーM_nを貼付し、CT画像上に同時に現れるようにしている。該マーカーM_n(nは1, 2, ...)は、径2mm、長さ5cmのポリエチレンチューブに造影剤を封入し、2本を十字に組み合わせたもので、本実施例では4ヶ所に貼付している。尚、前記CTスキャナ1により撮影されるCT画像G_iの空間分解能には精度の限界があり、それにより得られるCT画像G_iは一定の深みを有する。即ち、空間分解能と略一致した深さd_iを有するスライス部分の情報が重畳した断層画像が得られる。通常該深さd_iは2~5mmであり、この深さd_iは適宜設定可能である。また、一度のCTスキャナ1の走査により例えば24枚といった複数のCT画像G_iが得られる。

第2図は、本発明のブロック図を示し、第7図

1 2

CTスキャナ1に直結して直接画像データを転送することにより、時間の短縮化が図られ、読み取りエラーをなくすることが可能であり、より実用的である。

そして、演算手段5により画像データを処理して連続する6枚のCT画像G_iを第3図に示す如く一度に表示手段8に再現して表示する。尚、該表示手段8はパーソナルコンピュータに標準装備のものをを用いることができ、ブラウン管式のCRTディスプレイや液晶ディスプレイからなる。また、前記演算手段5には入力手段9としてキーボードやマウスが接続され、初期データ及び制御信号を入力するのである。

また、合成樹脂製で作製された脳手術用の鋭角三角形あるいは吸引管型のボンタイター又は穿刺針等のプローブ10の先端の位置と方向を計測するための3次元座標測定装置は、マイクロプロセッサを内蔵した3次元デジタイザー11と交流電磁場を放射する磁場ソース12及び前記プローブ10の適所に固定した磁場センサー13とより構成される。

1 4

そして、前記磁場ソース12に3次元デジタイザ-11よりソース信号が供給されて、該磁場ソース12から相互に識別可能な複数の無線周波電磁場が放射され、この電磁場を前記磁場センサー13によって分離検知し、受信されたこの信号を3次元デジタイザ-11にて解析し、磁場ソース12を基準としたMS座標系における磁場センサー13の位置座標とその方向を算出するのである。ここで、前記ブロープ10は電磁場を乱さないように非磁性体且つ非導電体の合成樹脂製としたが、電磁場の乱れが許容し得る範囲であれば、導電体ではあるが非磁性体のステンレス鋼で作製することも可能である。また、磁場センサー13をブロープ10に着脱自在に固定できる構造とした場合には、各種のブロープ10に磁場センサー13を付け替えることができて便利である。

更に詳しくは、前記磁場ソース12と磁場センサー13はそれぞれ3組の直交するコイルからなり、磁場ソース12の1個のコイルを励磁すると磁場センサー13の3個のコイルに磁場ソース12からの距

1 5

磁場センサー座標系(P; U, V, W)におけるブロープ10の先端の座標を(α , β , r)とすれば、MS座標系でのブロープ10の先端の位置座標Qは、

$$(X, Y, Z) = (a, b, c) + (\alpha, \beta, r) T_1 T_2 T_3 \quad (1)$$

と表される。ここで、

$$T_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos R & \sin R \\ 0 & -\sin R & \cos R \end{pmatrix}$$

$$T_2 = \begin{pmatrix} \cos E & 0 & -\sin E \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin E & 0 & \cos E \end{pmatrix}$$

$$T_3 = \begin{pmatrix} \cos A & \sin A & 0 \\ -\sin A & \cos A & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

である。

即ち、式(1)はMS座標系における磁場センサー13の位置座標P(a, b, c)とブロープ10の先端の位置座標Q(X, Y, Z)との関係式Fを表し、式中の(α , β , r)の値はブロープ10の形状、寸法等に

1 7

離と磁場センサー13の配向に応じた誘導電圧が発生し、この電圧又は電流信号を3次元デジタイザ-11にて解析し、磁場ソース12の中心を原点OとするMS座標系(O; X, Y, Z)における磁場センサー13の位置座標P(a, b, c)及び方向角(A, E, R)の6つのパラメーターが算出されるのである。ここで、A, E, Rは、オイラー角でそれぞれ方位角(azimuth)、上昇角(elevation)、ロール角(roll)を示している。そして、前記磁場ソース12の3個のコイルから電磁場を順次放射して、例えば1秒間に30回の割りで位置と方向角度を補正しながら測定するのである。これにより、磁場センサー13の位置と方向が略リアルタイムで計算される。

そして、前記3次元デジタイザ-11にて測定された磁場センサー13の位置座標及び方向角を前記演算手段5に入力し、そのデータに基づき予め形状、寸法等の初期データが入力されたブロープ10の先端の位置座標Q(X, Y, Z)とブロープ10の方向角を算出するのである。

例えば、磁場センサー13の中心Pを原点とする

1 6

応じて初期データとして入力されている。従って、3次元デジタイザ-11により6つのパラメーターa, b, c, A, E, Rが測定されれば、関係式Fによってブロープ10の先端の位置座標Q(X, Y, Z)が算出できるのである。

また、磁場センサー13の方向角を用いてブロープ10の方向を算出するには、磁場センサー13のP点での方向角を直接ブロープ10の軸線方向の方向角に変換し、更にCT座標系における方向角に変換することもできるが、本実施例では関係式Fを利用して算出した。即ち、磁場センサー座標系(P; U, V, W)におけるブロープ10の軸線上の任意の2点を設定する。1点は前記Q(α , β , r)であり、他の1点はブロープ10の軸線上の任意の点N(ξ , η , ζ)とし、それぞれ前述の関係式FでMS座標系における座標Q(X, Y, Z)及びN(X₀, Y₀, Z₀)を算出する。そして、この2点を結ぶベクトルNQがブロープ10の方向となる。ここで、N(ξ , η , ζ)もブロープ10の形状と磁場センサー13の取付状態にのみ関係し、初期データとして

1 8

入力されている。

次に、MS座標系におけるプローブ10の先端の位置座標 $Q(X, Y, Z)$ をCT座標系における位置座標 $Q(x, y, z)$ へ変換する変換行列 T を求める。ここで、MS座標系の座標値は大文字を用い、CT座標系の座標値は小文字を用いて表している。

手術に先立ち、前記表示手段8に表示されたCT画像 G_i の何れかを基準の xy 平面に設定する。通常はCTスキヤナ1のテーブル2の位置が0mmとなるCT画像 G_i を xy 平面に選び、マウス等でカーソルを移動させて該CT画像 G_i の略中心部に原点 R を設定する。 z 軸はテーブル2の移動方向と一致する。こうして、CT座標系 $(R; x, y, z)$ が設定される。尚、各CT画像 G_i は深さ d_i の情報が重畳されたものであり、深さ d_i とその z 座標値は別個に設定されるべきものであるが、説明を簡単にするために本実施例では隣接するCT画像 G_i と G_{i+1} の情報は重ならなく且つ連続しているとモデル化する(第5図参照)。そうすると、各CT画像 G_i の深さ d_i の中心の z 座標値

19

操作してカーソルを移動させて読み取るのである。次に、手術室において前述の如く手術台に固定した頭部3に貼付したマーカー $M_n(n=1, 2, 3, 4)$ にプローブ10の先端を当てることにより、MS座標系における各マーカー $M_n(X_n, Y_n, Z_n)$ が3次元デジタイザ11により測定されて前記同様に演算手段5に入力される。

そして、MS座標系の座標値 (X, Y, Z) からCT座標系の座標値 (x, y, z) に、

$$(x, y, z, 1) = (X, Y, Z, 1) T \quad (2)$$

と変換されるとき、 $M_n(x_n, y_n, z_n)$ と $M_n(X_n, Y_n, Z_n)$ を用いれば、

$$T = \begin{bmatrix} X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 \\ X_2 & Y_2 & Z_2 & 1 \\ X_3 & Y_3 & Z_3 & 1 \\ X_4 & Y_4 & Z_4 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & z_3 & 1 \\ x_4 & y_4 & z_4 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

と表され、各座標値から容易に算出することができる。この変換行列 T を用いれば、MS座標系において任意状態にあるプローブ10の先端の位置

はディスクリートな z_i となり、 z_i と d_i は、

$$z_i = z_{i-1} + (d_{i-1} + d_i) / 2 \quad (3)$$

と関係づけられ、初期データとして $z_1 = 0$ と各CT画像 G_i の深さ d_i が入力されると、 z 座標値は算出される。勿論、テーブル2の移動距離を画像データと同時に読み取って z 座標値として入力することも可能である。

第4図に示す如く、患者の頭部3はメイフィールド3点固定器14にて図示しない手術台に固定し、当該3点固定器14には前記磁場ソース12を合成樹脂製で作製した取付具15を介して固定し、磁場ソース12を頭部3に対して定位置になるようにしている。

MS座標系からCT座標系への変換行列 T を求めるには、先ず前記表示手段8に再現されたCT画像 G_i 上に表出されたCT座標系における対応する各マーカー $M_n(x_n, y_n, z_n)$ の座標値を読み取り演算手段5に入力する。これには、CT画像 G_i 上においてマーカー M_n の位置にマウス等を

20

座標 $Q(X, Y, Z)$ をCT座標系における $Q(x, y, z)$ に変換できるのである。

また、MS座標系におけるプローブ10の方向を表すベクトル NQ をCT座標系へ変換するには、 $Q(X, Y, Z)$ と $N(X_0, Y_0, Z_0)$ をそれぞれ前記変換行列 T にて $Q(x, y, z)$ と $N(x_0, y_0, z_0)$ に変換することにより、 NQ_c が得られる。この NQ_c をCT座標系における基本ベクトル I, J, K を用いて表せば、

$$NQ_c = (x - x_0) I + (y - y_0) J + (z - z_0) K$$

となり、このベクトルの xy 平面へ投影したベクトル Q_i は、

$$Q_i = (x - x_0) I + (y - y_0) J$$

と表される。そして、 Q_i が x 軸となす角 θ は、 $\theta = \cos^{-1}((x - x_0) / ((x - x_0)^2 + (y - y_0)^2)^{1/2})$ (4)と表される。

従って、前記プローブ10の方向を θ を用いてCT画像 G_i 上に表示することが可能となる。即ち、前述の如くCT座標系でのプローブ10の先端の位置座標 $Q(x, y, z)$ と x 軸とのなす角 θ が求められ

22

21

れば、第3図(ハ)に示す如くCT画像 G_i 上に $Q(x, y, z)$ を+で表示するとともに、該+を起点又は終点とし且つx軸とのなす角 θ を有する方向を—で表示するのである。こうして、実空間(MS座標系)におけるプローブ10の先端の位置と方向がCT画像 G_i 上に重畳表示されるのである。即ち、第4図に示す如く z_i とCT画像 G_i とは一対一に対応するので、任意状態のプローブ10の先端のCT座標系におけるz座標値が $z_i \pm d_i/2$ の範囲内にあれば、CT画像 G_i を選択して表示するのである。

また、プローブ10の先端が表示手段8に表示された何れのCT画像 G_i に対応しなくなったとき、プローブ10のCT座標系におけるz座標値(z_i)と対応するCT画像 G_i を表示手段8に表示させるスクロール信号を演算手段5に出力させるようにしている。

そして、実際の手術中のプローブ10の $Q(x, y, z)$ と θ を順次記憶させておくことにより、手術後においてそのデータに基づき表示手段8に表示す

2 3

た。

第二に乾燥頭蓋標本を用いて模擬実験を行った。乾燥頭蓋標本の内部に合成樹脂製の仮想ターゲットを置き、表面にマーカーを装着してCT断面画像を撮影した。このCT画像 G_i を用いて、前述の如くマーカーを測定して、MS座標系とCT座標系を関係づけ、それから仮想ターゲットをプローブ10の先端でポイントし、CT画像 G_i 上の仮想ターゲットと、プローブ10の先端を表す位置とのズレを測定した。

その結果、3次元ファントムの格子点による検定では、読み取られた座標の誤差の標準偏差は1.7mm(サンプル数255点)であった。また、プローブ10の先端を固定してその方向を変化させると誤差はやや大きくなり、三角プローブでは3.1mm(サンプル数86点)、吸引管型プローブでは4.0mm(サンプル数1066点)であった。これは、磁場センサー13の方向角度誤差に起因するといえる。次に、磁場ソース12と磁場センサー13の間に金属片を挿入したとき、最も測定に影響した

2 5

ることにより、経時的な手術の過程を再現することが可能となり、手術後にその手術手法の検討を行うことができるとともに、教育用にも使用できるのである。

最後に、本発明の定位的脳手術支援装置の位置精度について若干言及する。位置精度を検定するため、第一にアクリル板で水平板と磁場ソース12を固定するために立てられた垂直板よりなる3次元ファントムを作製した。前記水平板には1cm間隔で格子を描き、各格子点をプローブ10の先端でポイントし、3次元デジタイザ11から出力される位置並びに方向角度データの妥当性を検討した。次に、プローブ10の先端位置を格子点に当てたまま方向を変えて、算出されたプローブ10の先端位置の変化も検討した。この3次元座標測定装置は交流磁場を利用しているため導電性の高い金属には渦電流が発生し、そして誘導磁場が生じ、誤差の原因となり得る。この点を検討するために種々の金属片や手術器具を固定された磁場ソース12、磁場センサー13間に近づけ、生じた妨害を評価し

2 4

のは鉄で、ついでアルミニウム、真鍮、ジュラルミン、ステンレス鋼の順序であった。鉄では、測定値が数cmもずれ、測定誤差を許容値以内にとどめるには磁場ソース12から少なくとも30cm離す必要があることが判明した。しかし、手術器具のうち大きな影響を示したのは植皮板(ステンレス鋼)のみで、双極凝結鉗子、吸引管、グリーンバグのリトラクター等は磁場センサー13に1~2cmまで接近しなければ影響しなかった。即ち、通常の手術手技では位置測定に対して大きな影響はないと考えられる。また、乾燥頭蓋標本を用いた模擬実験では、誤差はCT画像 G_i 上で最大4mmであった。

また、精度を更に向上させるには、メイフィールド3点固定器14を強化合成樹脂やチタン合金に置き換えたり、頭蓋と頭皮のずれに起因するマーカー M_n の位置測定誤差を少なくするために、頭蓋に固定するネジ式マーカー等を使うことが考えられる。しかし、マーカー M_n の位置座標をCT画像 G_i 上から読み取る際に、スライス間補正を

2 6

しても2mm程度の誤差が生じるものと思われ、本発明ではその精度に限界がある。一方、指示精度が5mm程度であれば十分臨床に耐え得るとの報告があるとともに、本発明を用いた手術症例でも本発明の有効性は実証されている。

尚、本実施例では頭部の横断面のCT画像 G_i を用いた例を示したが、サジタル面(矢状面)やコロナル面(冠状面)の断層画像を用いることも可能である。

(発明の効果)

以上にしてなる本発明の定位的脳手術支援装置によれば、頭皮に複数のマーカーを貼付した頭部の複数枚の断層画像を入力する画像読取手段と、前記画像読取手段の画像データを格納する記憶手段と、手術台に固定した患者の頭部に対して定位位置に固定し、相互に識別可能な複数の無線周波電磁場を放射する磁場ソースと、脳手術用のプローブの適所に固定し、前記磁場ソースから放射された複数の電磁場を分離検知する磁場センサーと、前記磁場ソースに電磁場を発生させるソース信号

27

の手術手技に何ら制限を加えることなく、更に頭部にフレームを固定することがないので、患者の苦痛を軽減することができる。

また、表示手段には同時に複数のCT画像を表示するが、プローブ先端の位置、特にCT座標系におけるz座標が表示された範囲外になる場合に演算手段からスクロール信号を発生させて、自動的に対応するCT画像が表示されるので、手術中の操作が簡単である。

更に、プローブを非磁性体且つ非導電体で形成した場合、磁場ソースから放射された電磁場を乱すことがなく、プローブの先端の位置座標と方向を精度よく測定できるのである。

また、演算手段、記憶手段、表示手段及び入力手段を一体ユニット化して携帯可能とするとともに、3次元デジタイザー及び磁場ソースは手術台に内装したので、CT画像を撮影する場所と手術室が離れていても使用の便利である。

4. 図面の簡単な説明

第1図はCTスキャナで頭部の断層画像を撮影

を供給するとともに、前記磁場センサーで受信した信号を解析して、磁場ソースを基準とした磁場センサーの位置座標及び方向を算出する3次元デジタイザーと、複数の断層画像を同時に表示する表示手段と、前記記憶手段の画像データを処理して複数の断層画像を前記表示手段に再現するとともに、断層画像上の前記マーカーの位置と前記プローブ先端の位置座標より該プローブ先端の位置と方向を断層画像上に対応づける関係を演算し、手術中のプローブ先端の位置と方向を断層画像上に表示する信号を発生する演算手段と、前記演算手段に初期データ及び制御信号を入力する入力手段とよりなるので、手術中において脳手術用のプローブ先端の位置と方向を頭部の断層画像上にリアルタイムで重畳表示することができ、手術中に開頭予定範囲と病変部の位置関係、硬膜外から病変部、各脳回、脳室の位置並びに方向確認、脳表より病変部へプローブの挿入、病変部切除範囲のモニターを行うことができ、脳機能解剖を考慮した安全性の高い手術が可能となるとともに、従来

28

する様子を示した説明用斜視図、第2図は本発明の簡略ブロック図、第3図は表示装置上に表示したCT画像の簡略平面図、第4図は頭部と磁場ソース及び磁場センサーを固定したプローブの位置関係を示す要部の簡略斜視図、第5図はCT画像 G_i と深さ d_i 及びz座標値 z_i との関係を示す説明図、第6図はMS座標系とCT座標系の関係を示す説明図、第7図は本発明のフローチャートである。

G_i : CT画像、 M_n : マーカー、 d_i : 深さ、 z_i : z座標値、1 : CTスキャナ、2 : テーブル、3 : 頭部、4 : 画像読取手段、5 : 演算手段、6 : 記憶手段、7 : モニター手段、8 : 表示手段、9 : 入力手段、10 : プローブ、11 : 3次元デジタイザー、12 : 磁場ソース、13 : 磁場センサー、14 : メイフィールド3点固定器、15 : 取付具。

特許出願人 加藤 天 美

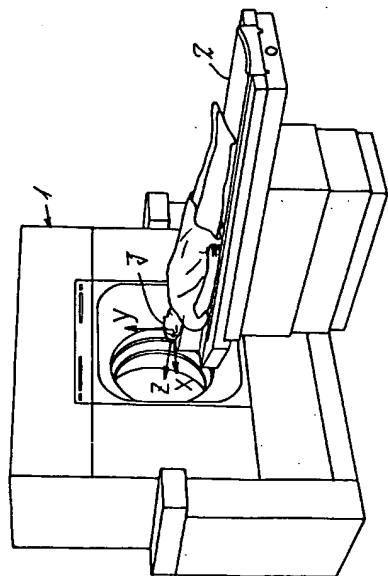
特許出願人 吉 峰 俊 樹

特許出願人 早 川 徹

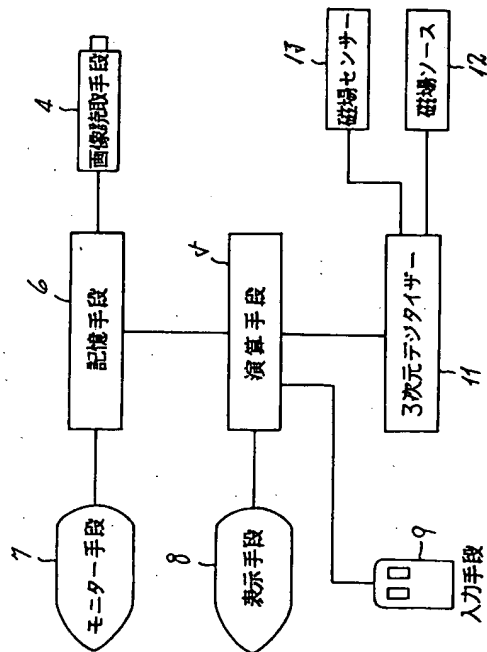
29

30

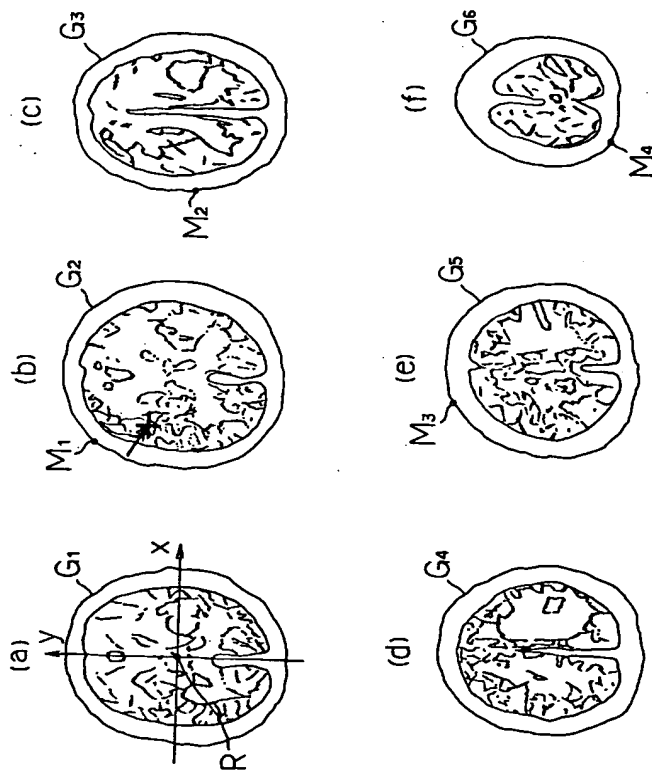
第 1 図



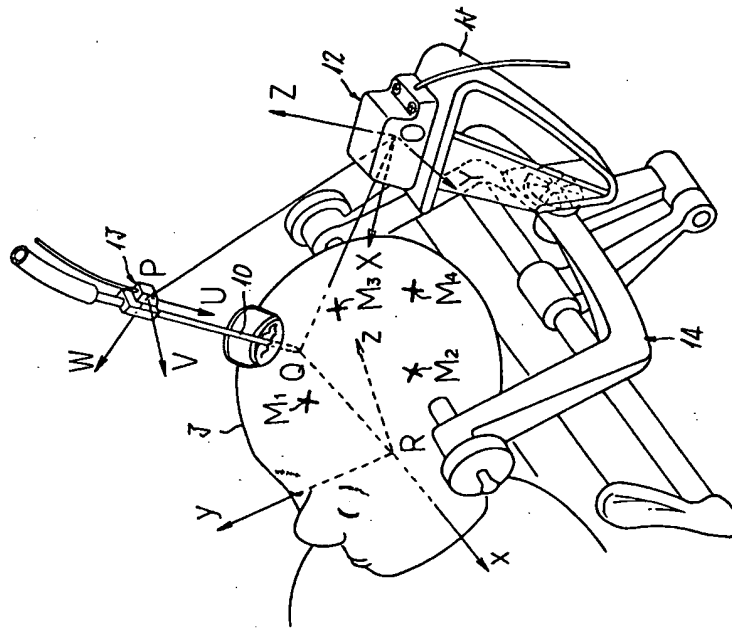
第 2 図



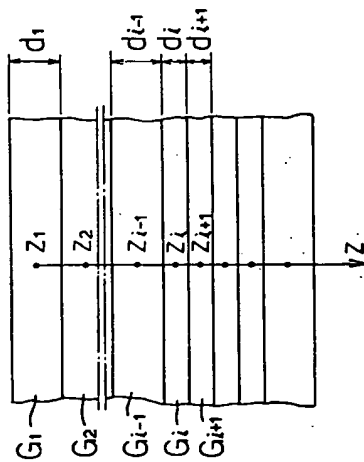
第 3 図



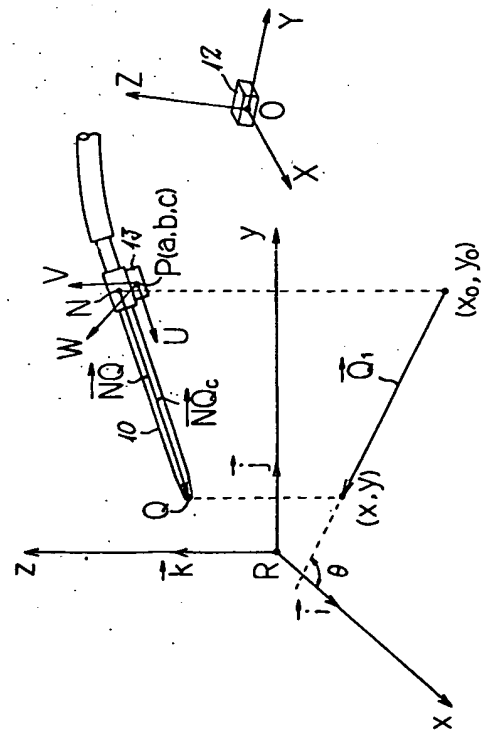
第 4 図



第 5 図



第 6 図



第 7 図

